

의료 환경에서의 전파의 역할에 관한 고찰

조영대·유형석

한양대학교

I. 서론

노령인구 비율이 증가함에 따라 건강하게 오래 사는 것에 대한 사회적 요구가 증가하면서 의료 분야 또한 사회적 분위기에 맞추어 조기 진단을 통한 후유증을 최소화 및 치료 효과 극대화, 지속적인 생체신호 모니터링을 통한 환자 맞춤형 치료 등을 통해 환자 삶의 질을 향상시키는 방향으로 발전하고 있다. 이러한 시대적 흐름에 맞추어 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging: MRI) 장치처럼 비침습적(non-invasive)으로 인체 내부를 영상화하는 고해상도 의료영상기술과 체내에 반영구적으로 삽입되어 지속적인 생체신호 감시와 자극치료를 수행하는 인체 이식형 의료기기(Implantable Medical Device: IMD)와 같이 전파 기술이 필수적으로 활용되는 의료기기에 대한 수요가 증가하고 있다.

현재 임상적으로 사용되는 의료영상기술 중에서 MRI는 방사선을 영상 획득에 사용하는 X-ray, 컴퓨터단층촬영(Computed Tomography: CT)과는 다르게 수백 MHz 대역의 강한 전자기장을 활용하여 근육, 신경 같은 연조직(soft tissue) 영상을 방사선 노출 없이 높은 해상도로 얻을 수 있다는 강점을 토대로 대표적인 체내 영상 획득 기술로 자리 잡았다. 2019년 전 세계적으로 약 6조 9천억 원, 국내에서는 1,400억 원 규모이던 MRI 시장이 2024년에는 각각 약 13조 7천억 원과 2,000억 원으로 약 2배 가까이 성장할 것으로 예측되지만<sup>[1]</sup>, 관련 산업에 진출한 국내 기업의 부재와 해외와의 기술적 격차로 인하여 임상적으로 사용하는 MRI 기기 대부분을 Siemens, GE, Philips Healthcare와 같은 글로벌 외국계 의료기기 기업들로부터 수입하여 사용하고 있는 실정이다.

치료목적의 의료기기에 전파가 활용되는 대표적인 사례로는 인공심장박동기(Artificial Cardiac Pacemaker), 뇌심부자극기(Deep Brain Stimulator: DBS), 척수자극기(Spinal Cord

Stimulator: SCS)와 같이 신경 계통 질환의 증상 완화에 사용되는 이식형 신경자극기기가 있다. 수명 연장에 따른 노인 인구 증가와 전자공학 기술의 발전에 힘입어 그 시장규모가 2024년에는 전 세계적으로 약 14조 8천억 원, 국내에서는 약 2,500억 원까지 커질 것으로 예측되며<sup>[2]</sup>, 현재는 관련 원천 기술을 확보한 Medtronic, Boston Scientific 등의 글로벌 의료기기 기업이 관련 시장을 주도하고 있다.

세계적 인구 구조 변화와 건강에 대한 관심 증가의 흐름을 타고 폭발적인 성장을 이루고 있는 의료 산업 분야의 중심에는 전파를 활용한 의료 기술이 있으며, 의료 환경에서의 전파 활용성과 응용성은 5세대(5 Generation: 5G) 이동통신 서비스 상용화에 따른 초연결 사회 진입과 함께 원격진료 서비스 등을 통해 크게 확장될 전망이다.

최근 5G 이동통신 기술의 국내 상용화를 앞두고, 이를 뛰어넘는 6세대(6G) 이동통신 및 차세대 전파 기술의 핵심 기술 및 인프라 구축을 위한 국가적 차원에서의 연구 개발 및 사업 기획 동향이 이루어지고 있다. 과학기술정보통신부(이하 과기정통부) 산하 정보통신기획평가원(IITP)에서는 6G 기술과 함께 차세대 전파 분야의 핵심 기술 분야 중 하나로서 ‘전파의료응용기술’을 선정하였으며, 금년에 처음으로 해당 분야에 관한 연구 개발 사업을 공고, 시행하였다.

금년 초에 과기정통부에서 발표된 전파분야 최상위 계획인 ‘제3차 전파진흥기본계획에 따르면 통신·방송·공공 네트워크 위주로 활용되던 전파를 사회·경제·산업 전반으로 활용 범위를 확장하여 [그림 1]처럼 혁신성장 8대 선도사업 중 6개 사업(스마트공장, 스마트팜, 스마트시티, 드론, 자율자동차, 바이오 헬스) 분야의 상용화 및 확산에 전파가 필수적인 역할을 하도록 집중 지원하는 내용을 포함한다.

그 중에서도 바이오 헬스 분야는 타 선도사업 분야들과 다르게 전파가 인체를 대상으로 직접적으로 사용되기 때문

This work was supported by the Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Education, Science and Technology (NRF 2019R1A2C2004774).

적용 분야	자율주행차	바이오 헬스	스마트시티·공장
전파 기능			
정보전송	● 차량통신(V2X)	● 수술용로봇 제어	● 실시간 물류관리
센싱	● 충돌방지 레이더	● 전파 바이오이미징	● 센서활용 시설관리
에너지전송	● (전기차) 무선충전	● 고주파 피부치료	● 무선전원 기기

[그림 1] 혁신성장 선도산업에서의 전파 기능 활용 분야

에 국민들의 전자파 노출에 대한 막연한 불안감이 해당 산업 분야의 발전에 큰 장애요소로 작용할 수 있으므로, 해당 분야의 기술 개발과 더불어 다양한 전파의료응용환경에서의 전자파 안전정책 강화 및 규정 마련이 반드시 필요하다.

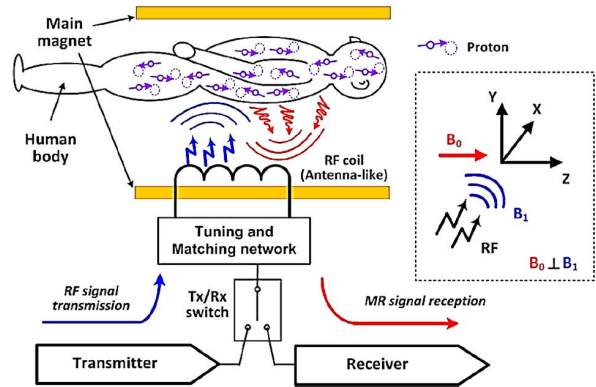
## II. 생체정보 습득·진단 차원에서 전파의 활용

임상적 차원에서 개복 수술이나 조직 채취 과정 없이 비침습적으로 체내에서 일어나는 상황을 파악한다는 것은 매우 중요한데, 전파는 의료영상 기술뿐만 아니라, 심박동이나 호흡 등의 실시간 생체 신호 측정이 필요한 진단 환경에서도 형태로 응용되어 사용되고 있다. 그 중에서도 일반적으로 생체정보 습득 및 영상 진단 분야에서 가장 많이 활용되는 전파는 수백 MHz에서 수 GHz 사이의 고주파(Radio Frequency: RF) 대역이며, 자세한 예시는 아래와 같다.

### 2-1 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging)

질병의 조기 진단을 위해서는 높은 분해능을 통한 미세 영역 구별 능력이 무엇보다 중요하며, 초고해상도 의료영상을 통해 초기 암 조직이나 미세혈관 막힘과 같은 인체의 미세한 변화를 빠르게 감지하는 기술이 필수적이다. kHz 대역의 초음파에서부터 X-ray까지 다양한 주파수 대역의 신호가 의료영상 획득을 위해 활용되고 있으며, 그 중에서도 최근 의료영역에서 활발하게 사용되고 있는 장비는 수백 MHz 대역의 자기장 신호를 사용하는 자기공명영상(MRI)이다.

MRI는 강한 자기장을 활용해 체내 수소 분자의 정렬 상태를 특정방향으로 강제시켜가면서 그에 따라 발생하는 조직별 신호의 차이를 토대로 체내 조직을 비침습적으로 영상화하는 장비이다. 초음파 영상에 비해 mm 규모의 매우 높은 영상 해상도를 가지면서도 비슷한 영상 해상도를 가지는 컴퓨터단층촬영(CT) 장비에서 문제점으로 지적되는 촬영과



[그림 2] MRI 시스템 하드웨어 구성 및 동작 원리 개요도<sup>[3]</sup>

정에서의 방사선 인체 노출 문제 또한 없어 안전한 의료영상장비라는 인식이 대중적으로 자리 잡혔다.

MRI 시스템은 크게 분류하자면 [그림 2]와 같이 강한 정적 자기장을 생성하여 체내 수소 분자의 스핀 회전축을 특정 방향으로 정렬시키는 초전도 자석(Superconducting main magnet 또는 main magnet), 공간적 위치 정보를 생성하는 경사자계 코일(Gradient coil), 그리고 수백 MHz 대역의 RF 자기장 신호를 발생하는 안테나로서 조직별 수소분자 분포와 비율에 따른 신호의 차이(Contrast)를 유발하여 해부학적 영상 복원에 필요한 raw 데이터를 획득하는 고주파 코일(RF coil) 이렇게 3가지의 하드웨어로 구성되어 있다<sup>[3]</sup>.

MRI에서 얻는 영상의 해상도를 결정하는 신호 대 잡음비(Signal-to-Noise Ratio: SNR)는 [그림 3]에서처럼 초전도 자석의 자기장 세기(B0)와 고주파 코일에서 발생하는 RF 자기장의 효율(B1)에 비례한다. 고주파 코일의 동작 주파수(Larmor frequency)는 B0와 자기 회전비(gyromagnetic ratio)에 비례하는데, 임상적으로 활용되고 있는 1.5, 3 T MRI 시스

$$SNR \propto \omega^2 B_1 = (\gamma B_0)^2 B_1$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \omega : \text{Larmor frequency } (\omega = \gamma B_0) \\ \gamma : \text{gyromagnetic ratio} \\ \gamma \approx 43 \text{ MHz/Tesla for hydrogen protons} \\ 1.5 \text{ T} : \omega \approx 64 \text{ MHz}, \quad 3 \text{ T} : \omega \approx 128 \text{ MHz} \end{array} \right.$$

[그림 3] MRI 시스템의 SNR 계산 공식 및 매개변수

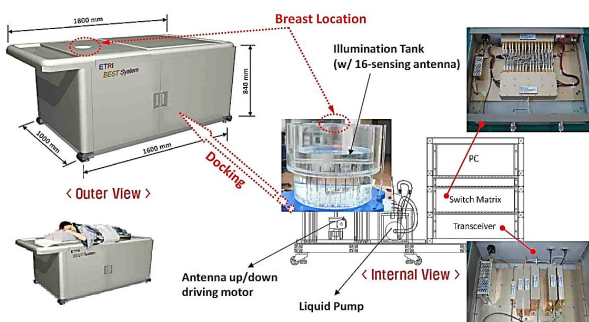
템에서는 각각 64, 128 MHz이다. 최근에는 고해상도 뇌 영상을 통한 치매, 뇌졸중 등의 각종 뇌질환 조기진단을 위해서 초전도 자석의 세기를 7 T 이상으로 올린 초고자장 MRI가 연구되고 있으며, 최근 일부 7 T MRI 제품이 머리 촬영을 대상으로 FDA에서 부분적으로 임상 승인을 받았다.

기존 임상에서 사용하는 MRI 시스템에 비해 7 T 이상의 초고자장 MRI에서는 고주파 코일의 동작 주파수가 300 MHz 이상으로 높아지고 파장이 짧아져 체내에서 유도되는 RF 자기장 신호의 비균일성이 심화되고 고해상도 영상 획득 범위가 제한된다. 이를 해결하기 위해 MIMO 형태로 각 채널의 입력(전위 및 위상)을 조절 가능한 다채널 고주파 안테나 형태가 제안될 수 있으며, 안테나 성능을 향상시키기 위한 HW 또는 SW적 방법에 대한 연구가 소개되고 있다<sup>[4]-[6]</sup>.

### 2-2 극초단파 단층촬영술(Microwave Tomography)

극초단파 단층촬영술(Microwave Tomography: MT)은 MRI 시스템에서의 초전도 자석이나 경사자계코일과 같은 별도의 추가적인 장치 없이 고주파 코일과 동일한 역할을 하는 다채널 안테나만을 활용하여 영상을 만들어 내는 기술이다 (그림 4). 안테나에서는 목표 대상을 향해 수백 MHz에서 수 GHz의 전계 신호를 발생시켜 대상 내외에서 반사, 산란 작용을 유발하고, 각 채널에서는 대상에서 발생한 신호를 측정하여 역산란(inverse scattering) 해석 기법을 통해 대상 내부의 영상을 획득한다<sup>[7]-[10]</sup>.

현재 국내에서는 한국전자통신연구원(ETRI)에서 관련 기술을 주도적으로 개발 중에 있으며, 이론상으로는 시스템이 다른 의료영상 기기보다 단순하고 빠른 데이터 확보를 통한 실시간 영상 획득을 할 수 있으며, 조직의 전기적 특성(유전



[그림 4] 유방암 진단을 위한 MT 시스템 구성<sup>[8]</sup>

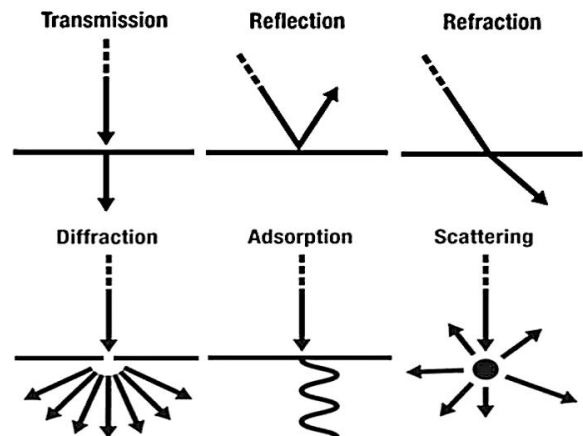
율, 도전율)을 파악함으로써 일반 조직과 특성 차이를 보이는 비정상 조직(암세포, 각종 병변)을 빠르게 찾아낼 수 있는 장점을 가진다.

하지만 [그림 5]에 나타난 전파의 비선형적 특성들로 인해 다채널 안테나에서 발생한 전파 신호는 진행과정에서 대부분 반사되거나 소실되므로, 현재 기술 수준에서는 측정 환경을 정합 액체(Matching liquid) 내부에 담군 상태에서 촬영을 해야 하는 불편함이 있다. 그럼에도 불구하고 해당 환경에서 측정되는 신호의 SNR이 매우 낮아 인체를 대상으로는 활용되지 못하고 한두 개 정도의 물질로 구성된 단순한 형태의 팬텀 내부 영상을 획득할 수 있는 정도에 머물러 있다. 또한, 해석법 특성상 유일 해를 가지고 있지 않아 촬영 대상의 형태와 구성에 적합하지 않은 초기 값 설정에 의한 부정확한 영상 복원의 가능성이 높다.

### 2-3 다채널 RF 안테나 공유를 통한 MRI-MT 통합 시스템 구현 및 기능적 상호보완 가능성 고안

단순한 형태의 팬텀 내부 영상을 얻는 단계에 머물러 있는 MT 기술을 인체를 대상으로 확대하여 임상적 활용성을 증가시키기 위해서는 기존 기술의 특징과 문제점을 분석하는 연구가 기초적 단계에서부터 다시 수행되어야 한다.

MRI는 높은 해상도를 토대로 다양한 인체 조직 영상화가 가능하지만, 측정 시간이 길고 추가적인 하드웨어들을 필요로 한다. 초고해상도 체내 영상 획득을 위해서 7 T 이상의 초고자장 MRI가 연구되고 있으나, 고주파 안테나에서 발생



[그림 5] 전파의 진행과정에서 생기는 비선형적 특성

하는 자기장 신호의 주파수가 높아지면서 인체에 작용하는 RF 자기장의 비균질성이 심화되고, 전자파 인체 흡수율 상승에 따른 발열 현상의 가능성이 높아진다. 또한, 쥐, 토끼 같은 소동물이 아닌 인체를 대상으로 사용할만한 큰 규모의 11.4~14 T 세기를 가지는 매우 강한 초전도 자석을 만드는 기술은 제작 단계에서부터 기술적 한계가 존재한다.

반면에, MT는 다채널 안테나만을 활용하므로 하드웨어적 구성은 MRI에 비해 상대적으로 단순하고 측정 시간도 짧지만, 낮은 SNR로 인해 영상 해상도가 매우 낮고 정확한 영상 복원을 위한 초기 값 설정의 어려움이 있다.

초고자장 MRI와 MT는 모두 다채널 RF 안테나를 사용한다는 공통점을 가지고 있는데, 11.4~14 T 세기의 MRI 시스템과 MT 시스템에서 공통적으로 사용하는 주파수 대역인 500~550 MHz 대역에서 동작하는 다채널 안테나를 두 영상 시스템에서 범용으로 활용되도록 설계하여 MRI와 MT 영상을 동시에 획득할 수 있는 형태를 생각해 볼 수 있다. 높은 해상도와 위치 정보를 가지는 MR 영상 데이터로 MT 영상 복원에 필요한 초기 값 설정의 오차를 줄여 현재 불완전한 MT 기술을 지속적으로 개선시킬 수 있으며, 개선된 기술을 통해 얻은 비정상 조직을 빠르게 찾는 기능적(Functional) 영상 획득 기능을 기존 MR 영상에 1:1로 사상(Mapping)함으로써 해부학적(Anatomical) 영상만 제공하는 MRI 시스템을 기능적 측면에서 보완할 수 있을 것으로 사료된다.

#### 2.4 임펄스-무선 초광대역(Impulse-Radio Ultra Wideband)

미국 연방통신위원회(Federal Communication Community: FCC)에서는 상하단 주파수 -10 dB 지점을 기준으로 중심 주파수의 20 % 이상의 부분 대역폭 또는 500 MHz 이상의 RF 대역폭을 갖는 시스템을 UWB(Ultra-Wideband) 시스템으로 정의하고, 2002년 2월에 3.1 GHz 이상 10.6 GHz 미만의 주파수 대역에서 제한된 용도로 부분적 사용허가를 하였다.

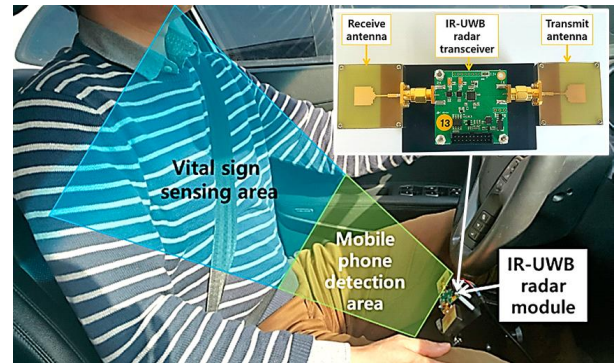
임펄스-무선 초광대역(Impulse-Radio Ultra-Wideband: IR-UWB) 기술은 RF 반송파 대신에 1 nsec 이하의 폭을 가지는 펄스를 이용하여 정보를 전송하는 기술로서 광대역에 걸친 낮은 전력 스펙트럼 분포를 통해 타 무선통신 시스템과의 간섭에 강하고 유리한 전송속도를 가지고 있다. 1 cm 이하의 초정밀 거리 분해능 특성을 통해 미세한 움직임도 검출할 수 있는 특성이 있기 때문에, 이를 활용하여 원거리에서

무선으로 호흡수나 심박수 등을 측정하는 의료관련 연구가 수행되고 있으며, 국내에서는 한양대학교 융합전자공학부 조성호 교수 연구팀이 관련 기술을 확보 중이다<sup>[11][12]</sup>.

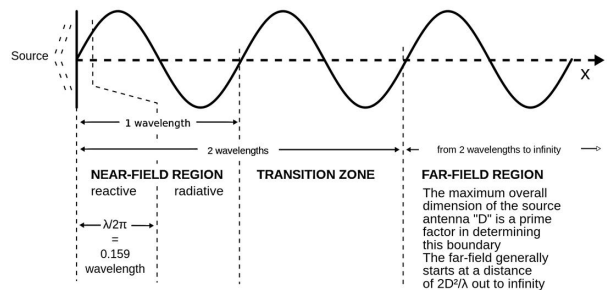
IR-UWB 시스템을 사용하여 [그림 6]과 같이 원거리에서 흉부의 미세한 움직임 감지를 통한 호흡수 측정뿐만 아니라, 신호처리 알고리즘 최적화를 통해 체내 심장 박동까지 감지하는 기술을 소개하였지만, 감지 방법의 특성상 심박동처럼 체내에서 발생하는 미세한 크기의 신호를 추출하는 과정에서 호흡에 의해 발생한 신호가 강한 세기의 잡음으로 작용해 두 신호를 구별에 어려움이 있으며, 사용자의 움직임과 진동에 의해 감지 효율 감소가 일어나는 한계점이 있다.

#### 2.5 근방계 간섭성 감지 기술(Near-field Coherent Sensing)

안테나에서 발생하는 전자기파는 안테나로부터의 거리에 따라 [그림 7]처럼 크게 근방 영역(Near-field region)과 원방 영역(Far-field region) 두 경우로 분류될 수 있다. 안테나의 특성은 일반적으로  $2D^2/\lambda$ 보다 먼 거리인 원방 영역에서 측정, 분석된 경우를 의미하며, 여기서  $D$ 는 안테나의 개구



[그림 6] IR-UWB 시스템을 이용한 Vital sign 측정 시스템<sup>[12]</sup>



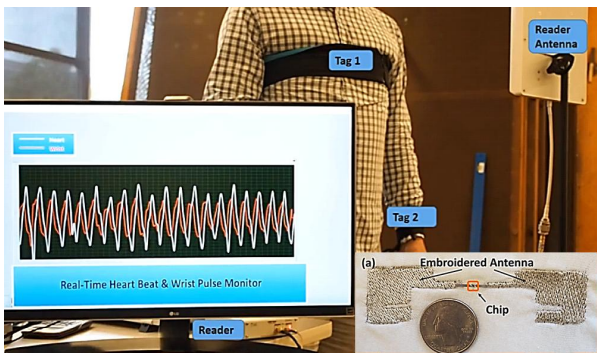
[그림 7] 안테나로부터의 거리에 따른 해석 영역 분류

크기,  $\lambda$ 는 전파의 파장을 의미한다. 원방 영역에서는 전파의 방사 에너지의 세기가 거리의 제곱에 반비례하고, 복사 전자계 분포가 안테나로부터 영향을 받지 않는다.

반면에, 근방 영역은 일반적으로 1 파장( $\lambda$ ) 이내의 영역으로 규정되며, 안테나와 매우 가까운  $\lambda/2\pi$  이내의 영역에서는 비방사 형태의 Reactive한 전자계가 형성된다. 거리에 따른 에너지의 세기가 원방 영역에 비해 급격하게 감소하며, 주변 환경의 변화에 복잡하고 민감하게 반응하여 안테나 동작 특성과 복사 전자계의 분포 상태가 영향을 받는다.

이러한 특성을 활용하여 미국 코넬대학교 Kan 연구팀은 주변 환경 변화에 의한 안테나 동작 특성 변화를 감지하는 근방계 간섭성 감지(Near-field Coherent Sensing: NCS) 방식을 활용하여 호흡, 심장 박동 등의 활력 징후(vital sign)를 비침습적으로 측정하는 방법을 소개하였다<sup>[13][14]</sup>. [그림 8]처럼 RFID 태그 형태를 가슴이나 손목 상단에(피부에 직접 닿지는 않고 의류 두께 정도의 간격)에 위치시키고, 외부 단말기로부터 무선으로 전원을 공급받아 특정 주파수에서 동작하는 안테나를 활성화시킨다. 안테나 주변에 생성되는 근방 전자계는 호흡에 따른 흉부의 움직임과 체내 심박동에 따라 변화하여 안테나에서 발생하는 전파의 위상과 진폭 변화를 일으키고, 단말기에서는 해당 전파 신호를 수신하여 필터링을 통해 Vital sign을 추출할 수 있다.

앞서 언급한 IR-UWB 기술과는 다르게 위상의 변화는 호흡 신호, 진폭의 변화는 심박동 신호를 추출하는 목적으로 사용하는 개별적 추출 방식을 사용하기 때문에 심박동 신호 추출 과정에서 호흡에 의한 잡음을 크게 감소시킬 수 있고, 사용자의 움직임에 대한 내성을 증가시킨다. 하지만 안테나



[그림 8] NCS 방식을 통한 무선 Vital sign 측정 시스템<sup>[13]</sup>

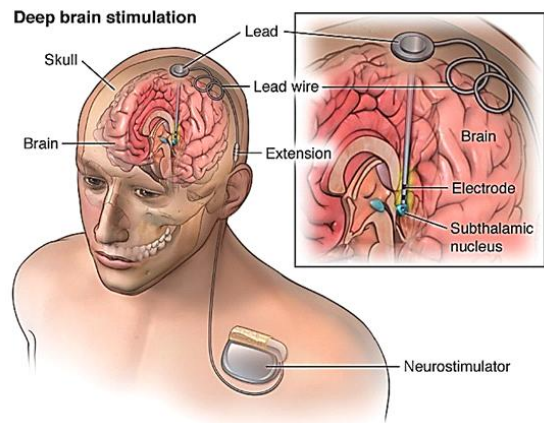
가 인체와 가까운 곳에 위치하게 되면서 사용자의 편의성은 원거리에서 동작하는 IR-UWB보다 떨어지기 때문에 각 개별 시스템의 장단점을 보완한 새로운 시스템이 필요하다.

### III. 전파를 활용한 임상적 치료 방법

#### 3-1 체내 이식형 의료기기(Implantable Medical Device)

이식형 의료기기(IMD)는 말 그대로 인체 내부에 반영구적으로 삽입되는 의료기기를 일컫는데, 크게 치아 임플란트, 혈관 확장형 스텐트처럼 물리적 구조를 통해 환자의 신체적 기능을 보완하는 수동형(passive)형태와 전력을 활용하여 환자의 생체 신호를 실시간으로 감지하거나 특정 부위의 신경 자극을 통해 환자의 신체 기능 회복 또는 통증 완화 등을 수행하는 능동형(active)형태로 나뉜다. 전파기술은 인공 심장박동기, 뇌심부자극술(DBS), 척수자극술(SCS), 캡슐 내시경 같은 능동형 IMD의 생체 신호 무선통신이나 기기의 무선충전 등에 주로 활용된다.

전기 자극을 수행하는 IMD 기기들은 모두 유사한 하드웨어와 동작 방식을 가지고 있는데, 펄스 발생기에서 발생한 특정 펄스의 전기 신호를 리드 선을 통해 원하는 부위에 부착된 전극까지 전달하여 목표 부위를 전기적으로 자극시키는 방식을 사용한다. 전극의 부착 위치와 치료할 질환의 종류에 따라서 기기의 명칭과 기능이 분류되는데, 인공 심장박동기는 심장 내부에 전극을 부착하여 전기 자극을 통해 부정맥 증상을 치료하는 반면, 뇌심부자극술은 [그림 9]



[그림 9] 뇌심부자극술(DBS) 시스템 하드웨어 구성도

와 같이 전극의 위치가 시상(Thalamus), 시상하핵(Subthalamic nucleus) 등의 뇌심부 조직에 위치하여 전기 자극을 통해 파킨슨병(Parkinson's disease)이나 중증 수전증에서 나타나는 행동 장애 증상을 치료한다. 척수자극술은 앞서 언급한 기능적 장애 증상 완화를 위한 치료 목적으로 사용하는 두 기기와 다르게 척수 주변에 전극을 삽입하여 척수를 통해 뇌로 전달되는 통증 신호를 차단함으로써 환자가 느끼는 통증을 완화시키는 목적으로 사용된다.

전기 자극 신호를 발생하는 펄스 발생기는 피부 조직 아래 얇은 깊이 아래에 삽입되는데, 환자의 증상이 개개인마다 차이가 있으므로 상황에 따라 적합하게 펄스폭, 자극 빈도, 세기 등을 조절해 주어야 한다. 기존 시스템은 기기 내부에 무선통신용 안테나를 포함하여 별도의 컨트롤러를 통해서 외부에서 무선으로 체내에 삽입된 기기의 동작을 제어한다.

능동형 IMD는 시스템 전체가 인체 내부에 삽입되고, 배터리로 동작하기 때문에 짧게는 2~3년, 길게는 10년 주기로 수술을 통해 배터리를 교체해 주어야 한다. 심신이 미약한 고령의 환자들이 주로 사용하는 기기임을 감안할 때, 수술 과정에서 환자의 생명과 관련된 문제가 발생할 위험성이 높으므로 최근에는 충전이 가능한 리튬이온 배터리와 무선전력전송(Wireless Power Transfer: WPT) 기술을 적용하여 무선으로 배터리를 충전하는 기술이 활용되고 있다.

캡슐 내시경은 구강을 통해 삽입하여 10시간 가량 소화기관을 거치며 일반적인 내시경 검사를 통해 확인이 어려운 소장 내부의 영상을 획득하는 목적으로 사용되는 이식형 의료기기이다. 소화기관 내부를 움직이는 기기의 특성상 크기는 1~2cm 내외의 초소형으로 설계되고, 배터리를 통해 카메라와 광원을 구동하여 소장 내부를 수 시간동안 촬영한다. 기존보다 높은 영상 해상도와 프레임 수에 대한 기술적 요구가 있지만, 전력 소모량이 증가하기 때문에 삽입 가능한 배터리 용량으로는 장시간 동작의 어려움이 있다. 기술적 요구 해소를 위해 기존 전원을 대체, 보완할 새로운 기술이 필요한데, 앞서 소개한 WPT 기술이 대안이 될 수 있다.

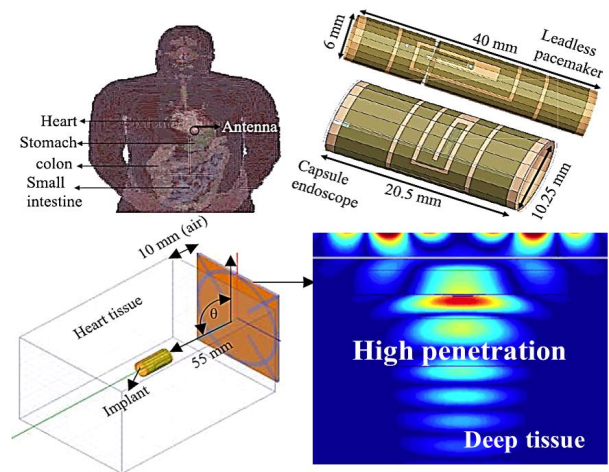
전기자극형 IMD 기기들에 적용된 무선충전 기술은 유도식 커플링(Inductive coupling)방식으로서, 현재 스마트폰 무선충전 방법으로 주로 활용된다. 사실상 맞닿아 있다고 여겨질 정도로 짧은 거리에서만 높은 효율을 보이고, 전력 송수신기 사이의 거리가 길어지면 효율이 급감하기 때문에,

피부 바로 아래에 위치한 전기자극형 IMD의 펄스발생기의 무선충전에는 적합하지만, 체내 6~7 cm 깊이에서 움직이는 캡슐 내시경에서는 매우 낮은 효율을 보인다.

캡슐 내시경의 성능을 개선하고 전원 공급 문제를 해결하기 위해서는 인체 삽입형 안테나를 통한 측정 데이터 전송을 위한 무선통신 기술과 체내 원거리 고효율 무선충전 기술이 적용되어야 한다. 공기 중에서 동작하는 일반 안테나와 다르게 인체 삽입형 안테나는 다양한 생체 조직의 영향으로 동작 특성 변화가 심해 설계가 매우 어렵다. 뿐만 아니라, 구조적 특성상 캡슐 내부에 장착 가능한 안테나의 크기는 초소형 형태로 반드시 설계되어야 하지만, 그와 동시에 작은 크기로 인한 통신, 전력전송 효율 감소 또한 일어난다.

이러한 기술적 어려움을 극복하고 심부 조직(deep tissue)에 위치한 IMD의 고효율 무선충전 및 통신을 위한 초소형 다중대역 인체 삽입형 안테나가 일부 소개되었다([그림 10]). Mid-field(1.45~1.6 GHz) 대역을 통해 체내 깊은 위치까지 높은 효율의 무선전력전송이 가능하며, MICS(402~405 MHz)와 ISM(2.4~2.45 GHz) 대역을 통해 무선 측정 데이터 통신 및 기기 제어 신호 수신 기능을 수행하도록 설계하였다<sup>[15]</sup>.

인체 삽입형 안테나는 설계과정에서 초소형화 뿐만 아니라, 매우 낮은 안테나 이득(Gain)에 따른 낮은 무선전력전송 및 통신 효율을 개선하는 기술이 적용되어야 한다. IMD의 체내 움직임 여부에 따라 체의 방향으로 지향성을 가지는 방사패턴(위치가 고정된 형태)이나, [그림 11]과 같이 Circu-



[그림 10] 심부위치 IMD 대상 고효율 무선충전/통신 기술<sup>[15]</sup>

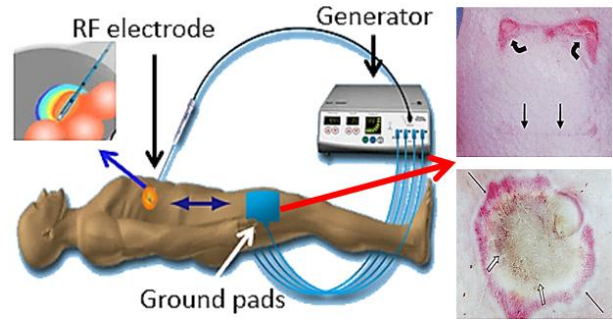
larly polarized(CP) 특성(캡슐 내시경처럼 체내에서 움직이는 형태)을 가지는 안테나 형태<sup>[16]</sup>가 고려될 수 있다.

의료기기의 특성상 IMD 설계에 있어서 전파 기술을 통한 기기의 성능과 기능 개선뿐만 아니라, FDA 의료기기 임상 사용 허가를 위한 인체 안전성 확보는 필수적으로 고려되어야 한다. 전파 인체 노출에 의한 안전성 확보를 위해서 IMD에 적용되는 삽입형 안테나의 입력 세기는 국제비전리복사방호위원회(International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection: ICNIRP)와 IEEE C95.1에서 규정하는 전자파 인체 흡수율(Specific Absorption Rate: SAR) 한계치기준을 만족하도록 조절되어야 한다.

### 3-2 고주파 절제술(RF Ablation)

고주파 절제술(RF Ablation: RFA)은 외부에서 유선 형태로 체내 특정 부위에 전극을 삽입하고, 300~500 kHz 주파수의 전류를 방출하여 국소적인 조직괴사를 일으키는 방법으로서 심장에서는 부정맥 또는 비정상적인 신호 전달 경로를 차단하는 목적으로, 간에서는 암세포 같은 비정상 조직을 절제하여 제거하는 목적으로 활용된다<sup>[17]</sup>.

기존 시스템은 [그림 12]와 같이 별도의 접지면(Ground pad)을 부착한 뒤 실시간 X-ray나 초음파 영상을 토대로 전극을 원하는 자극 부위에 위치시키면서 시술을 진행한다. 기존 시스템은 목표 조직에서 정확한 자극(온도 70~80°C 내외)에 도달하는 시간이 길고 온도를 조절하기가 어려워 과도한 자극으로 인해 수포가 발생하거나, 불필요한 조직 손상이 발생할 가능성이 높다. 또한, 접지면 일부가 다양한

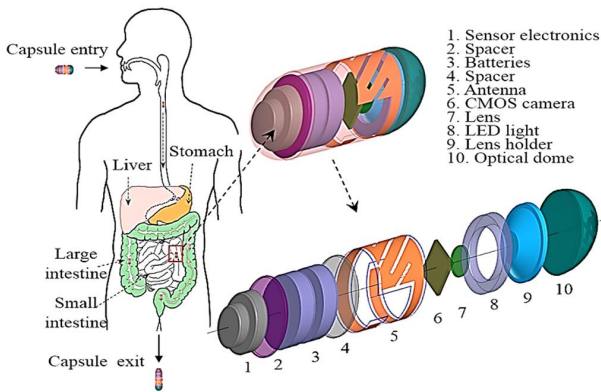


[그림 12] 고주파 절제술 개요도 및 접지면 피부 화상 문제

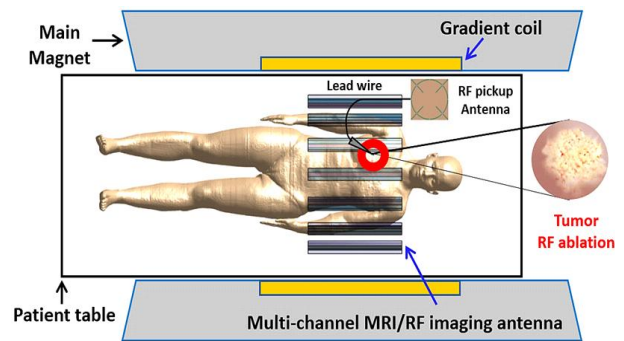
원인으로 인해 일부가 비접촉되거나 시술 과정에서 탈락될 경우, 접지면과 닿은 피부 조직에서 과전류가 발생하여 조직 화상을 일으킬 위험성도 내포하고 있다.

기존 시스템에서의 문제를 개선하기 위해서 MRI의 자기장을 전원으로 활용하여 MRI 내부에서 무선으로 동작하는 새로운 형태의 무선 RFA 시스템([그림 13])이 제안된다.

외부 발진기를 통해 수백 kHz의 전기 신호를 조직으로 유선 형태로 전달하던 기존 RFA 시스템과 다르게 제안한 시스템은 MRI 시스템의 고주파 코일에서 발생하는 수백 MHz의 자기장 신호를 발열을 위한 전원으로 사용한다. MRI 자기장 신호는 Pick-up 안테나를 통해서 전류로 변환되고, 변환된 전류는 리드 선을 통해 인체 내부의 목표 조직으로 전달되어 해당 부위에 발열을 일으키게 된다. 본 방법은 별도의 접지면을 필요로 하지 않기 때문에 접지면 주변에서 발생하는 피부 화상 문제를 없앨 수 있으며, 상대적으로 높은 MHz 대역의 주파수의 전류 신호를 활용하여 기존 시스템보다 빠르게 높은 온도의 자극을 수행할 수 있다. 뿐만 아니



[그림 11] CP 특성 안테나를 적용시킨 캡슐 내시경<sup>[16]</sup>



[그림 13] MRI를 무선 전원으로 활용하는 무선 RFA 개요도

라, MRI 환경 내부에서 자극이 이루어지므로 높은 영상해상도를 가지는 MR 영상을 토대로 정확한 자극 결과를 시술 과정 중에 확인할 수 있는 장점이 있다.

하지만 Pick-up 안테나와 리드 선을 시술 전에 별도로 인체에 삽입해야 하고, 직접적인 시술이 아니라 고주파 코일의 입력 전원을 조절함으로써 조직에 실시간으로 유도되는 발열 정도를 원격으로 조절하는 형태이므로 목표 조직에서 발생하는 온도를 정확하게 예측하기가 어려운 문제점이 있다.

제안된 시스템의 동작 안전성과 임상적 유용성을 확보하기 위해서는 다양한 환경에서의 전자기 해석 시뮬레이션과 전임상실험 데이터를 통해서 고주파 코일의 입력 세기에 따른 조직의 발열 온도 계산 알고리즘을 개발하여야 한다.

#### IV. 전파 노출에 대한 인체 안전성 분석 및 평가

앞서 소개한 바와 같이 전파는 진단, 치료를 포함한 의료 환경 전반에 걸쳐 폭넓게 활용되고 있고, 그 활용성과 시장 규모가 점차 커지고 있는 상황 속에서 전파 의료 산업을 차세대 기반 산업으로서 집중적으로 육성시킬 필요성이 있다.

관련 산업 성장을 위해서는 기술 개발뿐만 아니라, 관련 전파 기술에 대한 국민적 공감 및 필요성 인식이 중요하다. 이를 위해서 국제적으로 통용되는 안전성 평가 기준을 토대로 국내 상황에 맞게 개선된 평가 기준을 마련하여 정확한 정보제공을 통해 막연한 전자파 노출에 대한 불안감을 해소하고 의료 산업 발전의 장애 요소를 없애야 한다.

##### 4.1 전자파 인체 노출에 대한 국내외 기준 현황

전 세계 대부분의 국가는 전자파의 인체 노출에 대한 안전성 평가를 ICNIRP 기준과 전기전자기술자협회(Institute of Electrical and Electronic Engineers: IEEE) C95.1에서 각각 명시한 전자파 인체 흡수율(SAR) 한계치 <표 1> 중에서 하나를 토대로 하여 국가별 상황에 맞게 시행하고 있다<sup>18),19)</sup>. 일본을 포함한 대부분의 유럽 국가들은 ICNIRP 기준을 따르고 있고, 우리나라(<표 2>)를 포함한 미국, 캐나다 등의 국가들은 IEEE C95.1 한계치를 SAR 기준으로 채택하여 전자파 노출에 관한 인체 보호 기준으로써 사용하고 있다.

현재 기준은 스마트폰 같은 모바일 전파기기부터 MRI와 같이 강한 전자기장을 발생하는 시스템에 노출된 일반인의

<표 1> ICNIRP 기준과 IEEE C95.1의 SAR 한계치 비교

기관	구분	주파수	SAR 기준 (W/kg)	
			전신	머리/몸통
ICNIRP	직업인	100 kHz~10 GHz	0.4	10 (10 g)
	일반인		0.08	2 (10 g)
IEEE	직업인	100 kHz~6 GHz	0.4	8 (1 g)
	일반인		0.08	1.6 (1 g)

<표 2> 과기정통부 고시 국내 전자파 인체 보호 기준

주파수	구분	SAR 기준 (W/kg)	
		전신	머리/몸통
100 kHz~10 GHz	직업인	0.4	8 (1 g)
	일반인	0.08	1.6 (1 g)

인체 안전성 평가를 위해 활용되며, IMD를 이식한 환자나 문신처럼 전도성 물질을 인체에 삽입하여 전파에 의한 생체 발열 반응성이 커질 수 있는 특수한 경우에 대한 별도의 안전성 평가 기준은 마련되어 있지 않다.

특히 전기자극형 IMD는 RF 전자기장을 발생시키는 MRI 내부에서 리드 선에 의도하지 않은 전류가 유도되고, 리드 선을 통해 해당 에너지가 전극이 부착된 인체 조직으로 과도하게 전달되어 발열에 의한 조직 손상 및 조직으로부터의 전극 탈락 현상이 발생할 위험성이 높다.

전기자극형 IMD 분야 세계 1위 기업인 Medtronic에서는 1.5 T MRI에서 안정적으로 동작하는 인공심장박동기 모델을 출시하여 현재 임상 환경에서 사용하고 있지만, 3 T를 포함하여 앞서 소개한 7 T 이상의 차세대 초고자장 MRI 환경에 적합한 모델은 상용화된 바 없다. 이러한 발열 현상은 MRI 자기장의 세기가 강해질수록 심화되는 경향이 있는데, 조기진단을 위한 초고해상도 영상획득 목적으로 초고자장 MRI 시스템이 차세대 의료 환경에서 적극적으로 활용될 것을 감안하면 관련된 안전성 평가 기준 마련이 시급하다.

저자가 속한 한양대학교 전기생체공학부 연구팀은 식품의약품안전처, 오송첨단의료산업진흥재단 첨단의료기기 개발지원센터 등 국내 관련 기관과 함께 인체 이식형 전자 의료기기의 안전에 관한 공통 기준 규격안을 2018년에 마련하였으나, 대부분의 내용이 주요 외국계 의료기기 제조사에서



제시한 자료를 토대로 작성된 ISO 14708-3 기준을 번역한 수준이고, 최근 ISO 기준에 소개된 평가 지표로서 노출 온도 및 시간에 따른 조직의 누적열량을 계산하여 생체 안전성을 평가하는 CEM 43°C는 국내 규격 안에 포함되지 않아 국내 실정에 맞게 보완된 형태의 규격이 마련되어야 한다.

#### 4-2 IMD 설계를 위한 전파 생체 안전성 분석 프로토콜

각종 능동형 IMD 시스템은 점차 사용 빈도가 증가하고 있지만, 초고자장 MRI(300 MHz 이상의 주파수, 1 kW 이상의 고전력)이나 진전자동차 무선충전 시스템(수십 kHz 주파수, kW대 고전력)같이 체내 발열 현상을 유도할 수 있는 강한 세기의 전자기장 발생 시스템에 대한 발열 영향성 분석이나 안전성 확보에 관한 연구는 미흡하다.

IMD의 설계 과정에서 전자파 노출에 의한 발열 현상에 대한 안전성 분석은 일반적으로 컴퓨터 시뮬레이션 프로그램을 통해서 맥스웰 방정식을 수치 해석적으로 계산함으로써 이루어진다. 프로그램은 결과 도출을 위한 수치 해석적 방법에 따라 FDTD(Finite-Difference Time-Domain), FEM(Finite Element Method), MoM(Method of Moments) 방식 등으로 분류되며, 각각의 방식에 따라 데이터의 크기와 연산 시간, 곡면 형태 또는 미세 구조에 대한 모델링 오차 및 해석 정확도, SAR나 CEM 43°C 등의 발열 영향성 분석 지표 계산 지원 여부 등 결과적 측면에서 차이를 보인다. 따라서 최적화된 안전성 분석을 위해서는 설계하고자 하는 기기의 구조(크기, 리드 선의 유무 및 두께, 구성 물질 등)에 따라 적합한 분석 프로그램과 해석 방식을 선택하여야 한다.

#### V. 결론 및 향후 고려사항

최근 큰 폭으로 성장하고 있는 의료 산업의 다양한 분야에서의 전파의 역할과 함께 차세대 전파의료응용 기술 개발을 위한 고려사항들에 대해 고찰해 보았다. 전파의 물리적 특성과 이를 활용한 체내 무선통신, 체내 무선전력전송과 같은 전파 관련 기술이 치료와 진단을 포함한 다양한 분야에서 응용될 수 있음을 소개하였고, 각각의 독립적인 시스템들을 통합함으로써 기존 시스템들의 단점을 서로 상호 보완하는 새로운 시스템에 관한 가능성 또한 제시하였다.

전파를 활용한 의료기기 및 의료 환경에 대한 국민적 인

식을 제고하고 임상적 유용성 및 안전성을 확보하기 위해 국내 여건에 맞는 전자파 노출에 대한 생체 안전성 분석 방법 및 안전성 평가 기준이 요구되며, 특히 이식형 의료기기(IMD)와 초고자장 MRI 시스템에 대한 안전성 확보에 관한 내용이 시급하게 포함되어야 할 것으로 사료된다.

#### 참 고 문 헌

- [1] Medical Imaging Informatics Market by Component (Software, Hardware, and Services), Application (Digital Radiography, Ultrasound, Magnetic Resonance Imaging, Computed Tomography, Nuclear Imaging, and Mammography), Deployment Type (Web-Based, On-Premise, and Cloud-Based) - *Global Opportunity Analysis and Industry Forecasts, 2014-2022*, Allied Market, Research, Oct. 2016.
- [2] Nerve Repair and Regeneration Market by Application (Neurorrhaphy, Nerve Grafting, Stem Cell Therapy, Neurostimulation Surgery), Products (Biomaterials, Nerve Conduits, Nerve Protectors, Nerve Wraps, Neurostimulation Devices) - *Global Forecast to 2022*, Markets and Markets, Nov. 2017.
- [3] S.-M. Sohn, L. DelaBarre, A. Gopinath, and J. T. Vaughan, "Design of an electrically automated RF transceiver head coil in MRI", *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 9, no. 5, pp. 725-732, 2015.
- [4] H. Yoo, A. Gopinath, and J. T. Vaughan, "A method to localize RF B1 field in high-field magnetic resonance imaging systems", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 12, pp. 3365-3371, Dec. 2012.
- [5] C. E. Akgun, L. DelaBarre, H. Yoo, S.-M. Sohn, C. J. Snyder, G. Adrian, K. Ugurbil, A. Gopinath, and J. T. Vaughan, "Stepped impedance resonators for high-field magnetic resonance imaging", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 61, no. 2, pp. 327-333, 2014.
- [6] S.-M. Sohn, L. DelaBarre, A. Gopinath, and J. T. Vaughan, "RF head coil design with improved RF magnetic near-fields uniformity for magnetic resonance imaging (MRI) systems", *IEEE Transactions on Microwave Theory and*

- Techniques*, vol. 62, no. 8, pp. 1784-1789, Aug. 2014.
- [7] S. Y. Semenov, A. E. Bulyshev, A. Abubakar, V. G. Posukh, Y. E. Sizov, A. E. Souvorov, P. Van den Berg, and T. Williams, "Microwave tomographic imaging of the high dielectric-contrast objects using different image reconstruction approaches", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 53, no. 7, pp. 2284-2294, 2005.
- [8] S. H. Son, N. Simonov, H. J. Kim, J. M. Lee, and S. I. Jeon, "Preclinical prototype development of a microwave tomography system for breast cancer detection", *ETRI Journal*, vol. 32, no. 6, pp. 901-910, Dec. 2010.
- [9] K. C. Kwon, Y. T. Lim, C. H. Kim, N. Kim, C. Park, K. H. Yoo, S. H. Son, and S. I. Jeon, "Microwave tomography analysis system for breast tumor detection", *Journal of Medical Systems*, vol. 36, pp.1757-67, 2012.
- [10] N. Simonov, B. R. Kim, K. J. Lee, S. I. Jeon, and S. H. Son, "Advanced Fast 3-D electromagnetic solver for microwave tomography imaging", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 36, no. 10, pp. 2160-2170, 2017.
- [11] F. Khan, S. H. Cho, "A detailed algorithm for vital sign monitoring of a stationary/non-stationary human through IR-UWB radar," *Sensors 2017*, vol. 17, no. 2, 290; DOI 10.3390/s17020290, pp. 1-15, MDPI, Feb. 2017.
- [12] S. K. Leem, F. Khan, and S. H. Cho, "Vital sign monitoring and mobile phone usage detection using IR-UWB radar for intended use in car crash prevention", *Sensors 2017*, vol. 17, no. 6, 1240; DOI 10.3390/s17061240, pp. 1-24, MDPI, May. 2017.
- [13] X. Hui, E. C. Kan, "Monitoring vital signs over multiplexed radio by near-field coherent sensing", *Nature Electronics*, vol. 1, pp. 74-78, 2018.
- [14] X. Hui, E. C. Kan, "No-touch measurements of vital signs in small conscious animals", *Science Advances*, vol. 5, 0169; DOI 10.1126/sciadv.aau0169, pp. 1-8, 2019.
- [15] R. Das, H. Yoo, "A multi-band antenna associating wireless monitoring and non-leaky wireless power transfer system for biomedical implants," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* vol. 65, no. 7, 2485-2495. 2017.
- [16] R. Das, H. Yoo, "A wideband circularly polarized conformal endoscopic antenna system for high-speed data transfer," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 65, no 6, pp. 2816-2826, Jun. 2017.
- [17] Courtney M. Townsend, *Sabiston Textbook of Surgery: The Biological Basis of Modern Surgical Practice*. Philadelphia, PA, USA, Elsevier Saunders, 2012.
- [18] ICNIRP Guidelines for Limiting Exposure to the Time-Varying Electric, Magnetic and Electromagnetic Fields (Up To 300 GHz). *International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP)*, 2014.
- [19] IEEE International Committee on Electromagnetic Safety (SCC39), "IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz", *IEEE Standard C95.1-2005*, Apr. 2006.

≡ 필자소개 ≡

조 영 대



2016년 2월: 울산대학교 전기공학부 (공학사)  
2018년 2월: 울산대학교 전기전자컴퓨터공학과 (공학석사)  
2018년~현재: 한양대학교 생체공학과 박사과정  
[주 관심분야] 자기공명영상 시스템, 고주파 생체 발열 분석

유 형 석



2003년 2월: 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 (공학사)  
2009년 11월: University of Minnesota 전기공학과 (공학석사, 공학박사)  
2009년~2010년 : Center for Magnetic Resonance Research (CMRR), University of Minnesota, 박사후연구원  
2010년~2011년 : Cardiac Rhythm Disease Management, Medtronic, USA, MRI 선임연구원  
2011년~2018년 2월: 울산대학교 전기공학부 조교수, 부교수  
2018년 3월~현재: 한양대학교 전기생체공학부 부교수  
[주 관심분야] 전파의료공학, 자기공명영상, 무선전력전송, 인체 이식형 의료기기